

Express Mail No: EL564088905US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE



In re application of: CHIKA HONDA ET AL.

For: X-RAY IMAGE RADIOGRAPHING METHOD AND RADIOGRAPHING
APPARATUS

CLAIM FOR PRIORITY

The Assistant Commissioner for
Patents and Trademarks
Washington, D.C. 20231

Dear Sir:

Enclosed herewith is a certified copy of Japanese Application No. 203969/1999 filed on July 16, 1999. The enclosed Application is directed to the invention disclosed and claimed in the above-identified application.

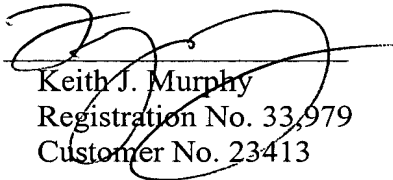
Applicants' hereby claim the benefit of the filing date of the Japanese Application No. 203969/1999, under provisions of 35 U.S.C. 119 and the International Convention for the protection of Industrial Property.

Respectfully submitted,

CHIKA HONDA ET AL.

CANTOR COLBURN LLP
Applicants' Attorneys

By:


Keith J. Murphy
Registration No. 33,979
Customer No. 23413

Date: July 14, 2000

日本国特許庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

#29/616608
Jc682 U.S. PTO
09/616608
07/14/00

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日

Date of Application:

1999年 7月16日

出願番号

Application Number:

平成11年特許願第203969号

出願人

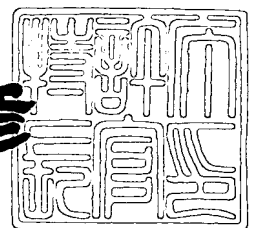
Applicant (s):

コニカ株式会社

2000年 5月26日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

近藤 隆彦



出証番号 出証特2000-3038148

【書類名】 特許願
 【整理番号】 DTW1539
 【提出日】 平成11年 7月16日
 【あて先】 特許庁長官 伊佐山 建志 殿
 【国際特許分類】 G03C 5/16

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内
 【氏名】 本田 凡

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内
 【氏名】 石坂 哲

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内
 【氏名】 大原 弘

【特許出願人】

【識別番号】 000001270
 【氏名又は名称】 コニカ株式会社
 【代表者】 植松 富司

【代理人】

【識別番号】 100081709
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 鶴若 俊雄

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 014524
 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

特平 11-203969

【包括委任状番号】 9001819

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線画像撮影方法及びその撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 X線管から照射され、被写体を透過した X線画像を X線検出器で検出する X線画像撮影方法であって、

半影によって低下する鮮鋭性を、屈折コントラスト強調による画像エッジ強調によって高めることを特徴とする X線画像撮影方法。

【請求項 2】 焦点サイズ ($D \mu m$) が $30 \mu m$ 以上である X線管を用いる X線画像撮影方法であって、

前記 X線管から被写体までの距離 $R1 (m)$ を

$$R1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲とし、且つ前記被写体から X線検出器までの距離 $R2$ を $0.15 m$ 以上として撮影することを特徴とする X線画像撮影方法。

【請求項 3】 前記 X線管から被写体までの距離 $R1 (m)$ を

$$10 > R1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲として撮影することを特徴とする請求項 2 記載の X線画像撮影方法。

【請求項 4】 焦点サイズが $30 \mu m$ 以上、且つ $1000 \mu m$ 以下の X線管を用いることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の X線画像撮影方法。

【請求項 5】 前記 X線管の焦点サイズが、 $50 \mu m$ 以上で $500 \mu m$ 以下であることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の X線画像撮影方法。

【請求項 6】 輝線スペクトルの X線のエネルギーが、 $10 keV$ 以上であり $60 keV$ 以下であることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の X線画像撮影方法。

【請求項 7】 前記 X線管の陽極に、モリブデンもしくはロジウムを有することを特徴とする請求項 2 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の X線画像撮影方法。

【請求項 8】 画像コントラストは G が 1.5 以上で 3.6 以下であるスクリーン／フィルムシステムを用いることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 6 のい

れか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 9】 X 線像検出のために画素サイズが $1 \mu\text{m}$ より大きく $200 \mu\text{m}$ 以下のデジタル X 線検出器を用いることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 8 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 10】 得られた画像データから強調された被写体境界部分を検出し、境界部分の幅及び／又は画像コントラストをさらに強調することを特徴とする請求項 9 に記載の X 線像撮影方法。

【請求項 11】 前記被写体が人体もしくは人体から摘出した検体であることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 10 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 12】 前記被写体が人間の乳房もしくはそこから摘出された検体であることを特徴とする請求項 2 乃至請求項 11 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影方法。

【請求項 13】 焦点サイズ ($D \mu\text{m}$) が $30 \mu\text{m}$ 以上である X 線管と、
被写体位置を固定する固定手段と、
被写体を透過した X 線画像を検出する X 線検出器とを有し、
前記固定手段は、前記 X 線管から前記固定手段により固定された被写体までの距離 $R1$ (m) を

$$R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$$

の式の範囲に、且つ前記固定手段により固定された被写体から X 線検出器までの距離 $R2$ が 0.15 m 以上に設定可能に構成されていることを特徴とする X 線画像撮影装置。

【請求項 14】 前記 X 線管から前記固定手段により固定された被写体までの距離 $R1$ (m) を

$$10 > R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$$

の式の範囲に設定可能に構成されていることを特徴とする請求項 13 に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 15】 前記 X 線管の焦点サイズが $30 \mu\text{m}$ 以上、且つ $1000 \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする請求項 13 または請求項 14 に記載の X 線画像撮影

装置。

【請求項 16】前記 X 線管の焦点サイズが、 $50\mu\text{m}$ 以上で $500\mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 15 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 17】輝線スペクトルの X 線のエネルギーが、 10keV 以上であり 60keV 以下であることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 16 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 18】前記 X 線管の陽極に、モリブデンもしくはロジウムを有することを特徴とする請求項 13 乃至請求項 17 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 19】前記 X 線管の陽極に、画像コントラストは G が 1.5 以上で 3.6 以下であるスクリーン／フィルムシステムを用いることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 18 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 20】X 線像検出のために画素サイズが $1\mu\text{m}$ より大きく $200\mu\text{m}$ 以下のデジタル X 線検出器を用いることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 19 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 21】得られた画像データから強調された被写体境界部分を検出し、境界部分の幅及び／又は画像コントラストをさらに強調することを特徴とする請求項 20 に記載の X 線像撮影装置。

【請求項 22】前記被写体が人体もしくは人体から摘出した検体であることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 21 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 23】前記被写体が人間の乳房もしくはそこから摘出された検体であることを特徴とする請求項 13 乃至請求項 22 のいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、医療及び非破壊検査等に適用可能な X 線画像撮影方法及びその撮

影装置に関するもので、とくに被写体の境界のコントラストを高く描写する撮影方法及びその撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線画像はX線源から放射されたX線が被写体を透過し、そのときに被写体を構成する物質の原子量の大きさによってX線透過量に差が生ずることから、その透過X線量の2次元的分布を検出することで形成される。

【0003】

ところで、X線は電磁波であるゆえに波の性質を有することから、被写体を透過するときに位相のずれによる回折や屈折を生じ、これを画像として検出することもできる。従来はこうした性質を利用するX線画像の形成は一般に行われていなかったが、近年この性質を利用した被写体コントラストの高いX線画像を撮影する方法が提案されている。ここで得られるX線画像は、位相コントラストX線画像と呼ばれている。この画像では、とくに被写体の境界部分のコントラストが高められることからX線画像の検出性が向上するので、X線を用いる医用分野や、工業用の非破壊検査分野などへの応用が期待されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

位相コントラストX線画像を得る方法及び装置が既にいくつか提案されている。しかし以下に述べるように、これらの技術は画像を実際に得る現場での実用性が十分であるとは言えない。

【0005】

例えば特開平10-248833号公報においては、シンクロトン放射光X線を用いてマッハツエнда型干渉計を応用した干渉法の位相コントラストX線撮影装置が提案されている。また”Medical Applications of Synchrotron Radiation” (M. Ando and C. Uyama eds., Springer-Verlag Tokyo, 1998) にシンクロトン放射光X線を用いた位相コントラストX線画像を医用へ適用する研究が多く記載されている。

【0006】

これらの方法はシンクロトロン放射光X線発生装置を用いて行われる。この装置は「平行光の空間的コヒーレントな強い単色X線」を得ることができ、このX線を利用したのがこの方法の特徴である。なおX線が「空間コヒーレント」もしくは「横モードの空間コヒーレント」であるとは、X線が波としての干渉性を有することを意味する。

【0007】

ここでシンクロトロン”放射線X線発生装置”は、例えば兵庫県赤穂郡に近年建設された「S P r i n g - 8」、あるいは栃木県筑波市の高エネルギー加速器研究機構物理構造科学研究所に設置されているものである。これらは個々の民間医療施設には巨大すぎる設備であり、そして莫大な建設費がかかることから、多くの医療、その他の検査のための民間施設において実用性はほとんどない。

【0008】

またWilkinsはマイクロフォーカスX線源を用いて魚などの小動物の位相コントラストX線画像が得られる方法を、科学雑誌”Nature, vol. 77, 2962 (1996)”に報告し、さらに特許公報WO96/31098にそのX線画像の撮影方法を記載している。この公報において、Wilkinsは高い横モード空間干渉性のX線を得るために、X線源が点光源とみなせるだけの焦点サイズ、すなわち $20\mu\text{m}$ 以下の焦点サイズのX線源を用い、且つ被写体とX線検知器との距離が0.3m以上であるX線画像の撮影方法及びその装置を記載している。

【0009】

また上述の科学雑誌においては $20\mu\text{m}$ の焦点サイズのマイクロフォーカスX線源を用い、魚などの小動物を被写体とした実験結果を報告している。Wilkinsが報告した方法では、X線管のX線焦点サイズが小さいために少ない照射X線量しか得られず、魚のX線画像撮影においてでさえ銀塩フィルムでX線画像を得るために、2時間程の撮影時間が必要であることが報告されている。このことから、この方法は人体などを撮影する医療の臨床現場あるいは、物体の検査に広く適用するには、やはりかなり困難である。また、X線焦点サイズを大きくす

ると、焦点サイズによる半影が生じ、画像の鮮鋭性が低下する、つまりボケ画像を生じてしまうという問題がある。

【0 0 1 0】

この発明は、前記の実情に鑑みてなされたもので、医療や非破壊検査等の現場で実用性に欠けた従来の位相コントラスト X 線画像形成の方法及びその装置に対して、広く実用可能な位相コントラスト X 線画像を得ることができる X 線画像撮影方法及びその撮影装置を提供するものである。

【0 0 1 1】

【課題を解決するための手段】

この発明は以下のように構成することにより前記課題を解決し、且つ目的を達成した。

【0 0 1 2】

すなわち、請求項 1 に記載の発明は、『X 線管から照射され、被写体を透過した X 線画像を X 線検出器で検出する X 線画像撮影方法であって、

半影によって低下する鮮鋭性を、屈折コントラスト強調による画像エッジ強調により高めることを特徴とする X 線画像撮影方法。』である。

【0 0 1 3】

請求項 2 に記載の発明は、『焦点サイズ ($D \mu m$) が $30 \mu m$ 以上である X 線管を用いる X 線画像撮影方法であって、

前記 X 線管から被写体までの距離 $R_1 (m)$ を

$$R_1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲とし、且つ前記被写体から X 線検出器までの距離 R_2 を $0.15 m$ 以上として撮影することを特徴とする X 線画像撮影方法。』である。

【0 0 1 4】

請求項 3 に記載の発明は、『前記 X 線管から被写体までの距離 $R_1 (m)$ を

$$10 > R_1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲として撮影することを特徴とする請求項 2 記載の X 線画像撮影方法。』である。

【0 0 1 5】

さらに、請求項 13 に記載の発明は、『焦点サイズ ($D \mu m$) が $30 \mu m$ 以上である X 線管と、

被写体位置を固定する固定手段と、

被写体を透過した X 線画像を検出する X 線検出器とを有し、

前記固定手段は、前記 X 線管から前記固定手段により固定された被写体までの距離 $R1 (m)$ を

$$R1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲に、且つ前記固定手段により固定された被写体から X 線検出器までの距離 $R2$ が $0.15 m$ 以上に設定可能に構成されていることを特徴とする X 線画像撮影装置。』である。

【0016】

請求項 14 に記載の発明は、『前記 X 線管から前記固定手段により固定された被写体までの距離 $R1 (m)$ を

$$10 > R1 \geq (D - 7) / 200 (m)$$

の式の範囲に設定可能に構成されていることを特徴とする請求項 13 に記載の X 線画像撮影装置。』である。

【0017】

この発明における X 線画像撮影方法及びその撮影装置は、概念的に図 1 のように示される。

【0018】

すなわち構成要素は、X 線管 1、被写体 2 の位置を決め、これを固定する固定手段 4、X 線検出器 3 を有し、X 線管 1 と固定された際の被写体 2 との距離を $R1$ 、被写体 2 と X 線検出器 3 との距離を $R2$ と表す。なお、固定手段 4 は図 1 では被写体に対して X 線検出器 3 側に設けているが、X 線管 1 側に設けてもよい。

【0019】

この発明によれば、巨大施設のシンクロトロンや、X 線量が微弱なマイクロフォーカス X 線源を用いることなく、通常医療施設等で使用される X 線管を用いてコントラストの高い画像を得ることができる。ここで用いられる X 線管は回転陽極 X 線管とすることが好ましい。この回転陽極 X 線管においては、陰極から放射

される電子線が陽極に衝突することでX線が発生する。これは自然光のようにインコヒーレント（非干渉性）であり、また平行光X線でもなく発散光である。電子線が陽極の固定した場所に当り続けると、熱の発生で陽極が傷むので、通常用いられるX線管では陽極を回転して陽極の寿命の低下を防いでいる。電子線を陽極の一定の大きさの面に衝突させ、発生したX線はその一定の大きさ陽極の平面から被写体に向けて放射される。この平面をX線照射方向から見た部分のことを焦点（フォーカス）と呼ぶ。この焦点サイズをDとする。焦点は、種々の形があるが正方形の場合、その一辺の長さ、長方形や多角形の場合、短辺の長さ、円形の場合はその直径を焦点サイズDとする。

【0020】

この発明の焦点サイズは、放射線源の強度分布の半値幅から測定することができる。

【0021】

X線検出器は、X線エネルギーを他のエネルギーに変換して画像情報として取り出すものであり、例としては、スクリーン（増感紙）／フィルムを用いるもの、後述する輝尽光性蛍光体を用いたシステム、X線蛍光体とCCDあるいはCMOSとを組み合わせたシステム、X線蛍光体とあるいはX線光導電体とTFTを組み合わせたシステムなどがある。この発明において、焦点サイズが $30\mu\text{m}$ 以上のX線管を用いる。

【0022】

X線画像の撮影においては、図3に示すようにX線の屈折に起因するエッジ強調（屈折コントラスト強調）画像を得ることができる。図3の下部の模式的に描くように、X線が物体を通過するときに屈折して物体の境界内側のX線密度が疎になり、さらに物体の外側は物体を通過しないX線と重なることからX線密度が上昇する。このようにして被写体境界部分であるエッジが画像として強調される。これは物体と空気とのX線に対する屈折率の差から生じる現象である。これがエッジ強調画像である。

【0023】

さらに図3で原理的に示す空気と被写体との境界でのエッジ強調のみならず、

物体内においても屈折率の異なる部分の境界部分も同様な効果が得られる。この発明での被写体境界部分とはX線の屈折率の異なる物質との境界部分と表現することができる。

【0024】

一方で、図7に示すように、焦点サイズDに起因した半影、いいかえると画像のボケが生じる。この半影により画像の鮮鋭性が低下する。この発明は、この鮮鋭性の低下を向上させるものであり、そのために上記X線の屈折に起因する屈折コントラスト強調を用いるものである。半影とは、図7に示すように焦点サイズの大きさに起因して被写体上の1点がX線検出器上で大きさを持った像（例ではB）として検出される現象であり、いわゆるボケのことである。したがって、出射されるX線が平行であるシンクロトンや点焦点と見なせるマイクロフォーカスX線源に対し、有限の大きさのある焦点サイズのX線管を用いる場合は半影の影響が問題となるのである。

【0025】

この発明は、大型の装置を必要とするシンクロトン放射光や、点光源と見なせるまでX線焦点サイズの小さなX線光源を用いることなく、エッジ強調の効果を得るものである。

【0026】

また、鋭意研究の結果、実用範囲の感度領域及び装置サイズでこのエッジ強調画像を得るものとして、X線焦点サイズDが $30\mu\text{m}$ より大きいとき、X線管1から被写体2までの距離が $R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$ の式を満足する領域であり、かつ被写体2とX線検出器3との距離R2が0.15m以上であることが好ましいことがわかった。

【0027】

$R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$ の式で示す距離よりR1が小さいときにはエッジ強調画像を得られることが難しく、もしくは認識しにくくなる。また、R1は大きくなるにつれ、X線の強度が弱くなること、さらに広い空間を要することより10m未満とすることが好ましい。

【0028】

ここで、X線画像の鮮鋭性を劣化させる被写体からのX線散乱線を除去する目的のために、X線グリッドを使用することが従来から行われている。しかしながらX線グリッドはX線検出器3に到達するX線を減少させてしまう。したがってX線量を有効に使うためにできるだけX線グリッドは用いないことが好ましい。

【0029】

この発明においては、被写体からX線検出器3までの距離R2と0.15m以上離す構成とすることにより散乱線の除去を行うことを可能とし、さらにエッジ強調を認識しやすくしている。

【0030】

この発明によればR2が0.15m以上であることから拡大撮影となり、拡大率 $= (R1 + R2) / R1$ である。ここでR1については、その起点はX線管1の焦点の位置であり、通常の市販のX線管1にはその場所が明示されている。また終点は被写体位置を固定する固定手段4により固定された被写体2の中心線である。R2については起点は被写体2の中心線であり、終点はX線検出器3のX線を受ける平面の最上面である。表1に $R1 \geq (D - 7) / 200$ (m) の式から得られる焦点サイズに対応するR1の下限値を示す。

【0031】

【表1】

X線源と被写体との距離R1の下限値

D (μm)	R1 (m)
30	0.12
50	0.22
100	0.47
200	0.99
500	2.47
800	3.97
1000	4.97

撮影時間を短縮するためにはできるだけ単位時間当りのX線量が多い方が好ましく、焦点サイズはできるだけ大きいことが好ましい。一方、表1に示すように焦点サイズDを大きくすると、エッジ強調X線画像を得るためにはR1を大きく

とる必要がある。

【0032】

一般の医療もしくは検査用の施設の空間的な余裕には限度がある。従ってこの発明ではR1が5m以下であることがより好ましい。そしてエッジ強調性をより強く得るために、R1が0.7m以上であることがより好ましい。ここでR2を0.15m以上の距離をとるとき、撮影されるX線画像はいわゆる拡大撮影となる。このとき拡大率は $(R1 + R2) / R1$ であり、とくにX線源と被写体との距離R1が小さいときには拡大率が大きくなる。スクリーン／フィルムをX線検出器として用いるX線像の撮影の場合には、R1及びR2に対応する拡大率の画像が得られ、目的に応じてこの拡大率を任意にとることができる。

【0033】

この発明において用いるX線は実質的に輝線スペクトルとすることが好ましい。ここで言う「X線が実質的に輝線スペクトル」とは、輝線スペクトルと連続スペクトルを含むX線出力スペクトルにおいて連続スペクトルの最大光子数が輝線スペクトルの最大光子数の50%以下であることを意味する(図2)。X線の屈折率はX線のエネルギーによって変化する。X線エネルギーが高くなるとX線の屈折率は低下する。したがってX線のエネルギー分布が広い場合においては屈折率の幅も広がるために、屈折コントラストが低下する。一方、輝線スペクトルを用いればX線エネルギー幅が小さいので、より鮮明なエッジ強調画像を得ることができる(図3)。ここでX線検出器に到達するX線量を多くする手段として、X線源からX線検出器までの距離を小さくすることも可能であるが、焦点サイズDを大きくすることもできる。しかしながら表1に示すように、R1は逆に大きくとらねばならない。したがって医療施設で建物の空間的な制限があるとき、焦点サイズをできるだけ小さくすればR1を小さくすることができる。

【0034】

したがって焦点サイズDは、1000 μ m以下とすることが好ましい。さらには、X線管1の焦点サイズDを50 μ m以上で500 μ m以下の範囲とするのがより好ましい。

【0035】

一般的に医用画像診断のためのX線画像撮影に用いられるX線エネルギーの範囲は10 keVから150 keVの範囲である。非破壊検査においては200 keVの高いエネルギーのX線が用いられる。ここでX線エネルギーが大きい場合には、その屈折率が小さくなる。したがって鮮明なエッジ強調画像を得るには、R1, R2を大きくとる必要がある。しかしながら限られた空間の一般の医療施設で撮影を行う場合、用いるX線のエネルギーが低い方が好ましい。一方、X線のエネルギーが低すぎると、X線の本来の特性である物体の透過性が失われてしまう。従って実用性の観点から、請求項3及び12の発明に記載されているように、輝線スペクトルのX線エネルギーは10 keVから60 keVの範囲であることが好ましい。

【0036】

請求項6及び17に記載の発明は『X線管の陽極にモリブデンもしくはロジウムを有することを特徴とするX線画像撮影方法及びその撮影装置。』である。X線管の陽極がモリブデンであるとき、17 keV付近に強い輝線スペクトル発光を持ち、またロジウムの場合は20 keV付近に強い輝線スペクトル発光をもつ。この領域のX線エネルギーは丁度人体の肉部などのいわゆる軟部組織の描写に優れており、より好ましい。

【0037】

X線検出器1としてタングステン酸カルシウムやガドリニウムオキシサルファイドなどの蛍光体からなる増感紙と、ポリエステルフィルム支持体の片面もしくは両面にハロゲン化銀粒子を含む乳剤層を塗布した銀塩フィルムからなる、スクリーン／フィルムシステムを用いることがより好ましい。

【0038】

この発明では、請求項7及び18の発明に記載されているように、画像コントラストはGが1.5以上3.6以下であるスクリーン／フィルムシステムを用いることが好ましく、システムのコントラストGが1.5付近の低い領域でも、撮影許容度（ラチチュード）が広く、且つ鮮鋭性の良い画像が得られる。

【0039】

またGが3.6付近のシステムにおいては、画像の粒状性を劣化させることな

く、さらに鮮鋭性の高い画像が得られる。なおこの発明でいうGは露光現象後に得られた特性曲線上の「カブリ+0.25」と「カブリ+2.0」を結んだ直線の勾配として定義する。

【0040】

この発明においては被写体などのX線の屈折率の異なる界面のコントラストを上げることができる。したがってスクリーン／フィルムシステムのコントラストを上げることなく、画像コントラストのついたX線画像を得ることができる。すなわちGが2.0以上で3.0以下である、比較的コントラストの低いスクリーン／フィルムシステムを用いることがより好ましい。

【0041】

このようにコントラストのやや低い領域のスクリーン／フィルムシステムを用いても、この発明によれば十分に高い画像コントラストが得られ、且つ画像の粒状が荒れない。さらに例えば乳房X線撮影では、ラチチュードが広がるために乳房辺縁が描写され、且つ鮮鋭性を高くするために乳房中の石灰化の検出性のよい乳房X線写真が得られる。

【0042】

スクリーン／フィルムシステムのGに影響する主要因は、フィルム及びその現像処理の二つがあげられる。フィルムの場合は乳剤層を構成するハロゲン化銀粒子の組成また粒径やその分布、かぶり抑制剤などの添加剤、さらに塗布されるハロゲン化銀粒子の量などである。また分光増感色素の種類や量によっても影響される。この発明で使用されるハロゲン化銀写真感光材料については、例えば“改訂 写真工学の基礎 ー銀塩写真編ー”（日本写真学会編コロナ社1998年）に概説されている。また現像処理については現像処理温度や処理時間を変えることで、Gを変化することができるが、原則的にはフィルムメーカーの指定現像処理条件で処理することが好ましい。

【0043】

近年X線画像検出器において従来のスクリーン／フィルムシステムに変わっていわゆるデジタルX線画像撮影システムが出現している。例えば輝尽性蛍光体を用いるコンピューテッドラジオグラフィ（CR）やX線蛍光体とCCDあるいは

はCMOSとを組み合わせたシステム、さらにX線蛍光体あるいはX線光導電体とTFTを組み合わせた平面型X線画像検出器などである。この発明においては、このようなX線画像検出器を用いることができる。

【0044】

これらのデジタルX線画像撮影システムにおいては、2次元平面を分割してX線画像情報を読み取る。この読み取る最小面積の四角形の辺の長さ、あるいは円形の直径が画素サイズとよばれている。例えば、CRにおいては輝尽発光を読み取る時のピッチに相当し、CCDやCMOSの最小読取径、またFPDにおいてはシリコン光ダイオードの読取り径やX線導電層での発生電荷を収集する最小画素サイズにあたる。

【0045】

ここでエッジ強調される濃度上昇部あるいは濃度低下部は、銀塩フィルムを用いた画像での実測値は数 μm オーダーであった。したがってCCDやCMOSについては最小画素サイズが数 μm 以下であることが好ましい。また逆に200 μm より大きいと読取画像自体の鮮鋭性が劣化してしまう。

【0046】

この発明では、請求項8及び19の発明に記載されているように、X線像検出のために画素サイズが200 μm 以下であり、かつ1 μm より大きいデジタルX線検出器を用いることが好ましい。

【0047】

この発明は、X線像検出のために輝尽性蛍光体を用いるとき、画像信号の読取はレーザ露光スキャンで行われるのが一般的である。通常、その最小画素サイズは読み取りレーザスポット径と同等の大きさをとる。この径については1 μm 以上が望ましいが、このサイズが小さいと読取速度が低下するので、20 μm 以上が好ましい。また200 μm より大きいと読取画像自体の鮮鋭性が劣化する傾向がみられる。また平面型X線画像検出器についても1 μm 以上、好ましくは20 μm 以上での画素サイズが200 μm 以下であることを特徴とするX線像撮影方法及びその撮影装置である。

【0048】

この発明においてデジタルX線検出器を使用するとき、その観察するための出力画像の大きさは自由に決めることができる。この発明においてはX線検出器上にはR2, R1に対応する拡大率で画像が投影されるが、デジタルX線画像検出器を使用すると、観察するときに画像を縮小して実寸で表示することが可能である。

【0049】

この発明は、請求項9及び20に記載されているように、『得られた画像データから強調された被写体境界部分を検出し、境界部分の幅及び／又は画像コントラストをさらに強調することを特徴とする』X線像撮影方法及びその撮影装置である。

【0050】

このX線像撮影装置を図4及び図5に示す。図4はX線像撮影装置の概略構成図、図5は信号強度とフーリエ変換した空間周波数との関係を示す図である。

【0051】

このX線像撮影装置は、デジタルX線画像検出器10、画像処理手段11、CRT画像表示装置12、画像プリンタ13及び画像記憶装置14から構成することができる。デジタルX線画像検出器10から得られたデジタルX線画像の画像処理を画像処理手段11により行なう。

【0052】

この画像処理手段11による画像処理は、例えば画素マスクにより屈折コントラスト特有のエッジ部分を検出し、その部分のコントラストを拡大することや、あるいは図5に示すように、予測される屈折コントラストのパターンをフーリエ変換してその周波数成分をエッジ強調計算値として求めておき、全画像の周波数処理において、屈折コントラストに対応する周波数成分を強調することによって達成される。このように画像処理されたデジタルX線画像は、CRT画像表示装置12及び画像プリンタ13に出力され、また画像記憶装置14に記憶され、あるいは病院内のLANなどに送られる。

【0053】

この発明は医療用に適用することが好ましい。すなわちこの発明は、請求項1

0 及び 2 1 に記載されているように、『被写体が人体もしくは人体から摘出した検体であることを特徴とする』X線画像撮影方法及びその撮影装置である。

【0 0 5 4】

さらにこの発明は、請求項 1 1 及び 2 2 に記載されているように、『被写体が人間の乳房もしくはそこから摘出された検体であることを特徴とする』X線撮影方法及びその撮影装置である。

【0 0 5 5】

従来のマンモグラフィ撮影ではモリブデン陽極をもつ管球を用い、拡大倍率が 1 ～ 2 倍の範囲で撮影が行われる。そして焦点サイズは好ましくは $100\ \mu\text{m}$ 乃至 $600\ \mu\text{m}$ であり、管球から X 線検出器までの距離は好ましくは 0.3 m 以上で、拡大撮影でもせいぜい 0.6 m を越えない程度である。これらの従来の撮影条件では、この発明での撮影条件を十分に満たすことができず、この発明の被写体の境界コントラスト強調画像を得ることができない。

【0 0 5 6】

従来の乳房 X 線画像の撮影方法は X 線源が患者の上部にあり、X 線検出器は乳房の下部に設置する。このような撮影装置であると X 線源から被写体までの距離を置くことに制限が生ずる。したがってこの発明では、被写体の人体を横たえて中空に支えた乳房を、水平方向に発射した X 線で撮影することがより好ましい。

【0 0 5 7】

【発明の実施の形態】

以下、この発明の実施の形態を、実施例に基づきさらに具体的に説明する。

【実施例 1】

東芝製回転陽極 X 線管ロータノード DRX-B 1 1 4 6 B-Mo を用い、管電圧 28 kV p 設定の焦点サイズ $100\ \mu\text{m}$ で 0.03 mm モリブデンフィルタを通して、輝線 X 線を得た。約 17 keV に輝線スペクトルが得られ、このとき連続スペクトル光子数の最大値は、図 2 に示すように輝線スペクトルの光子数の最大値の 7 % であった。

【0 0 5 8】

X 線の進行方向が地面と平行となるように X 線管を水平に設置し、R 1 の距離

において被写体をおき、さらにそこから R 2 の距離において X 線検出器を設置した。

【0059】

コニカ製マンモ用フィルム CMH 及び M-200 片面増感紙とを組み合わせ、X 線検出器とした。X 線照射撮影後に、自動現像機 SRX-502 で 34℃ の 90 秒処理を行った。予め距離法で測定したこのスクリーン/フィルムシステムのコントラストは $G=3.20$ であった。

【0060】

中に気泡の入っている直径 1 cm の円筒樹脂と、やはり樹脂製の直径 1 cm の円錐状ピペットの先端を被写体として X 線像の撮影をおこなった。この発明の撮影条件は $R1=1\text{ m}$ で $R2=0.5\text{ m}$ 、10 mA で 0.5 秒の撮影を行い、1.5 倍拡大の X 線像が得られた (図 6 (a))。図 6 (a) は物件提出書で提出した本発明写真を模して図面にしたものである。 $R1=0.6\text{ m}$ で $R2=0$ の時の比較画像を図 6 (b) に示す。この比較画像を示す図 6 (b) は物件提出書で提出した比較例写真を模して図面にしたものであり、本発明写真と比較し易くするために倍率を同じにした。

【0061】

図 6 (a) の図面 (写真 1) では円筒樹脂中の気泡の辺縁が白く見とめられ、そして三角錐のピペット先端については円曲の内側の辺縁が白く強調されている。エッジが白く強調されるか黒く強調されるかは、2 つの物質の屈折率がどちらが大きいかによって決まる。この発明によれば、白、黒のいずれの場合のエッジ強調も得られる。

〔実施例 2〕

実施例 1 において撮影距離 R 1 及び R 2 を変化させてエッジ強調性について目視で確認した。

【0062】

フィルムはコニカ製 CMH を用い、増感紙はコニカ製 M100 を用いた。撮影後の現像処理はコニカ製 SRX-502 で、34℃ で行った。撮影後に、現像処理した後に、蛍光灯のライトボックス (シャウカステン) に試料をかけて裸眼で

判定した。その結果を表 2 に示す。

【 0 0 6 3 】

エッジ強調が極めて明瞭の場合を 5、明瞭である場合 4、エッジ強調がすぐ認識できる場合 3、エッジ強調画像が極めて弱く認められる場合 2、エッジ強調が認められない場合を 1 とした。なお、 $R1 = 0.5 \text{ m}$ 、 $R2 = 0.5$ の距離で焦点サイズを $600 \mu\text{m}$ にしたところ、エッジ強調は認められなかった（この場合 $R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$ の式から $R1$ は 3 m 以上必要）。

【 0 0 6 4 】

【表 2】

No.	R1 (m)	R2 (m)	評価	拡大率	備考
1	0.5	0.25	3	1.5	本発明
2	0.5	0.5	3	2	本発明
3	1.0	0.5	4	1.5	本発明
4	1.3	0.5	4	1.38	本発明
5	1.5	0.3	4	1.20	本発明
6	3	1.4	5	1.47	本発明
7	0.3	0.5	2	3	比較
8	0.4	0.2	2	1.5	比較
9	1.50	0.1	1	1.07	比較
10	1.50	0	1	1.0	比較

前記 $R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$ の式によると焦点サイズ $100 \mu\text{m}$ のとき $R1 \geq 0.47 \text{ m}$ である。表 2 より $R1 \geq (D - 7) / 200 \text{ (m)}$ の式を満たすこの発明の実施例は、高い評価となっていることがわかる。

【実施例 3】

実施例 1 に準じて X 線像撮影を行った。その結果を表 3 に示す。被写体は RMI 社製 ACR 規格 156 型マンモグラフィック・ファントムを用いた。X 線検出器はスクリーン／フィルムシステムを用い、フィルムはコニカ社製の CMH を使用した。スクリーンはコニカ社製 M100、発光量の多い M200、そして更に発光量の多い SRO500 のバック用の蛍光増感紙を適宜用いた。

【 0 0 6 5 】

この実施例で用いたファントムは、約 4.5 cm 厚に圧縮した人体の乳房を想

定しており、繊維組織を模したナイロンファイバ6態、微小石灰群を模した酸化アルミニウムスペック5態、そして腫瘍を模したナイロン繊維6態が封入されている。それぞれ観察できる数を合計して得点数とする。実用的にはファイバー4点、スペック3点そして腫瘍3点で合計10点最低点数であり、16点満点となる。尚、画像のバック濃度は約1.3に揃えた。

【0066】

【表3】

No.	スクリーン	R1 (m)	R2 (m)	ファイバー	スペック	腫瘍	合計	拡大率	照射線量	備考
1	M100	0.6	0	5	4	3	12	1	526mR	比較
2	同上	0.5	0.25	5	5	4	14	1.5	1716mR	本発明
3	同上	1.0	0.5	6	5	5	16	1.5	3010mR	本発明
4	M200	0.6	0	4	4	4	12	1	263mR	比較
5	同上	0.5	0.25	5	5	4	14	1.5	772mR	本発明
6	同上	0.6	0.3	5	5	4	14	1.5	789mR	本発明
7	同上	1.0	0.5	6	5	4	15	1.5	1118mR	本発明
8	SRO500	0.6	0	4	3	3	10	1	395mR	比較
9	同上	1.0	0.5	6	5	4	15	1.5	688mR	本発明

この発明では比較に対して検出性が向上した。照射線量とは被写体がどれだけの量のX線が照射されたかを示す値である。1R（レントゲン）とは空気1cm³中（0℃、1気圧）に2.1×10⁹個のイオン対を形成する線量である。なお、照射線量は患者の被曝から1000mRを越えないことが好ましい。発光量の多い増感紙を用いてシステム感度を上げることにより、実用領域で検出性の向上が認められる。

【実施例4】

実施例2においてG=2.7のコニカ製フィルムNewCMを用いて同様の実験を行った。この場合、実施例2と同様のエッジ強調の結果が得られ、さらに画像の粒状性の改善が認められた。

【実施例5】

実施例2と同様の実験を行った。ここではX線検出器はスクリーン／フィルムシステムを用いず、その代わりにコニカで試作した輝尽光性蛍光体と塗布したプレートを用いた。X線照射後のプレートは87.5μmピッチでレーザーを照射

して画像情報を読み取った。読み取った画像信号はコニカ製レーザイメージャLi7を用いて銀塩フィルムに焼き付け、SRX-502で現像処理を行った。焼き込んだ画像の大きさは、全て実寸大にして観察した。そこで得られた評価結果を表4に示す。

【0067】

評価基準は実施例2と同様であるが、基準の中間的な微妙な具合は、例えば2～3と表した。さらに、得られた画像のエッジ部分を図5に示すように強調処理したところ評価で括弧内に示すランクが得られ、改良の効果が見られた。ここでの画像処理は予め計算で得られたエッジ強調成分を、フーリエ変換した画像信号を重ねてエッジを強調させるものである。

【0068】

【表4】

No.	R1 (m)	R2 (m)	評価	拡大率	備考
1	0.5	0.25	2～3 (3)	1	本発明
2	0.5	0.5	2～3 (3)	1	本発明
3	1.0	0.5	3 (3)	1	本発明
4	1.3	0.5	3 (3～4)	1	本発明
5	1.5	0.3	4 (4)	1	本発明
6	3	1.4	4 (4～5)	1	本発明
7	0.3	0.5	1 (1～2)	1	比較
8	0.4	0.2	1 (1～2)	1	比較
9	1.50	0.1	1	1	比較
10	1.50	0	1	1	比較

以上、実施例1～5では、焦点サイズ $D = 100 \mu m$ の例を示したが、 D は $30 \mu m$ 以上であれば、 $100 \mu m$ 以外でも効果を有する。

【0069】

【発明の効果】

前記したように、この発明のX線画像撮影方法及びその撮影装置では、医療や検査等の現場での実用性に欠けた従来の位相コントラストX線画像に対して、広く実用可能な位相コントラストX線画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

X線画像撮影装置の概念図である。

【図 2】

輝線スペクトルを説明する図である。

【図 3】

高エネルギー X線からエッジ強調画像を得ることを示す図である。

【図 4】

X線像撮影装置の概略構成図である。

【図 5】

信号強度とフーリエ変換した空間周波数との関係を示す図である。

【図 6】

実施例で得た X線像の写真を模した図である。

【図 7】

X線源の焦点サイズに起因する半影を示す図である。

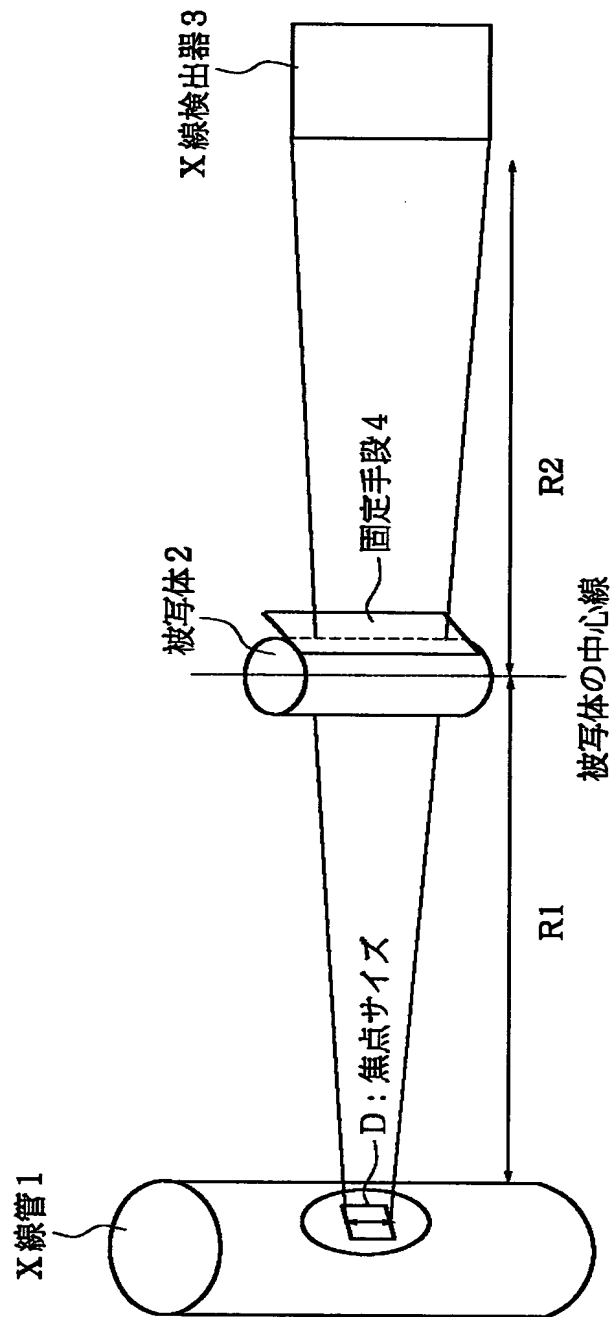
【符号の説明】

- 1 X線管
- 2 被写体
- 3 X線検出器

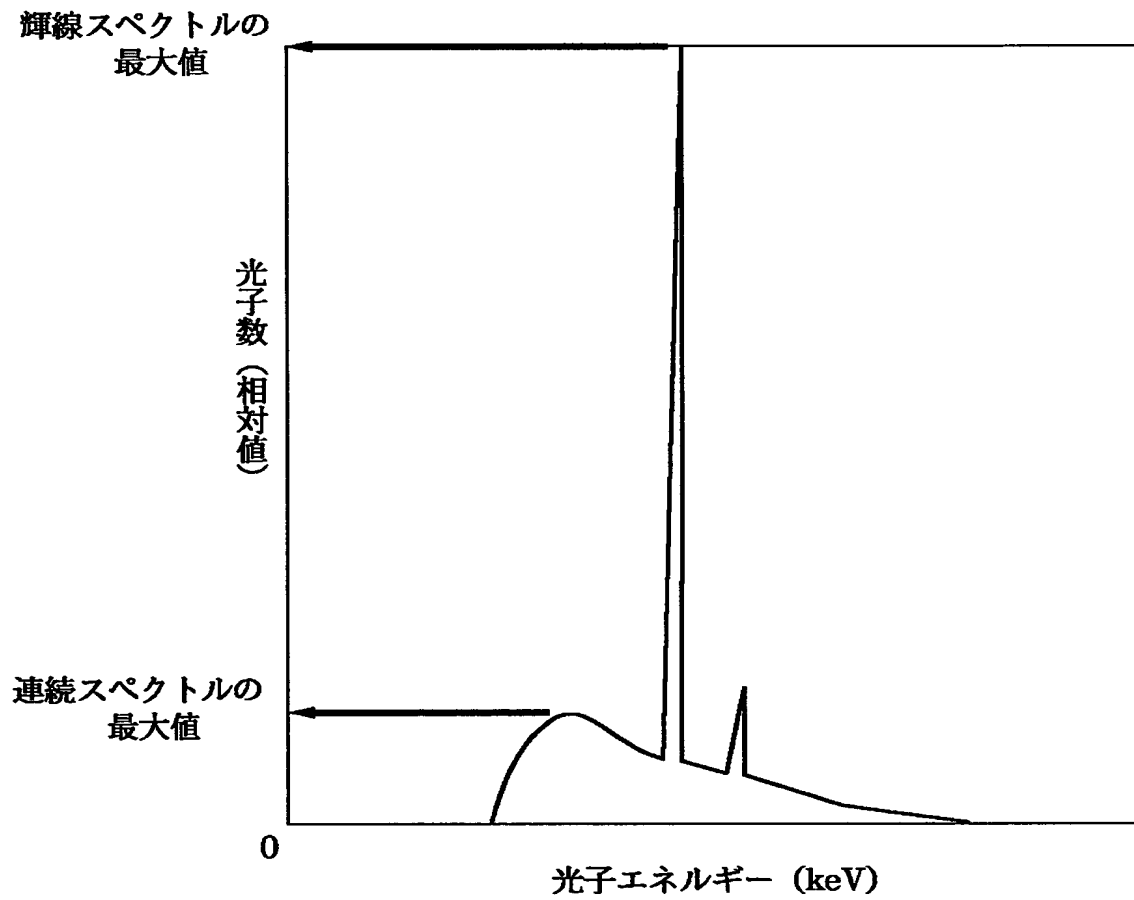
【書類名】

図面

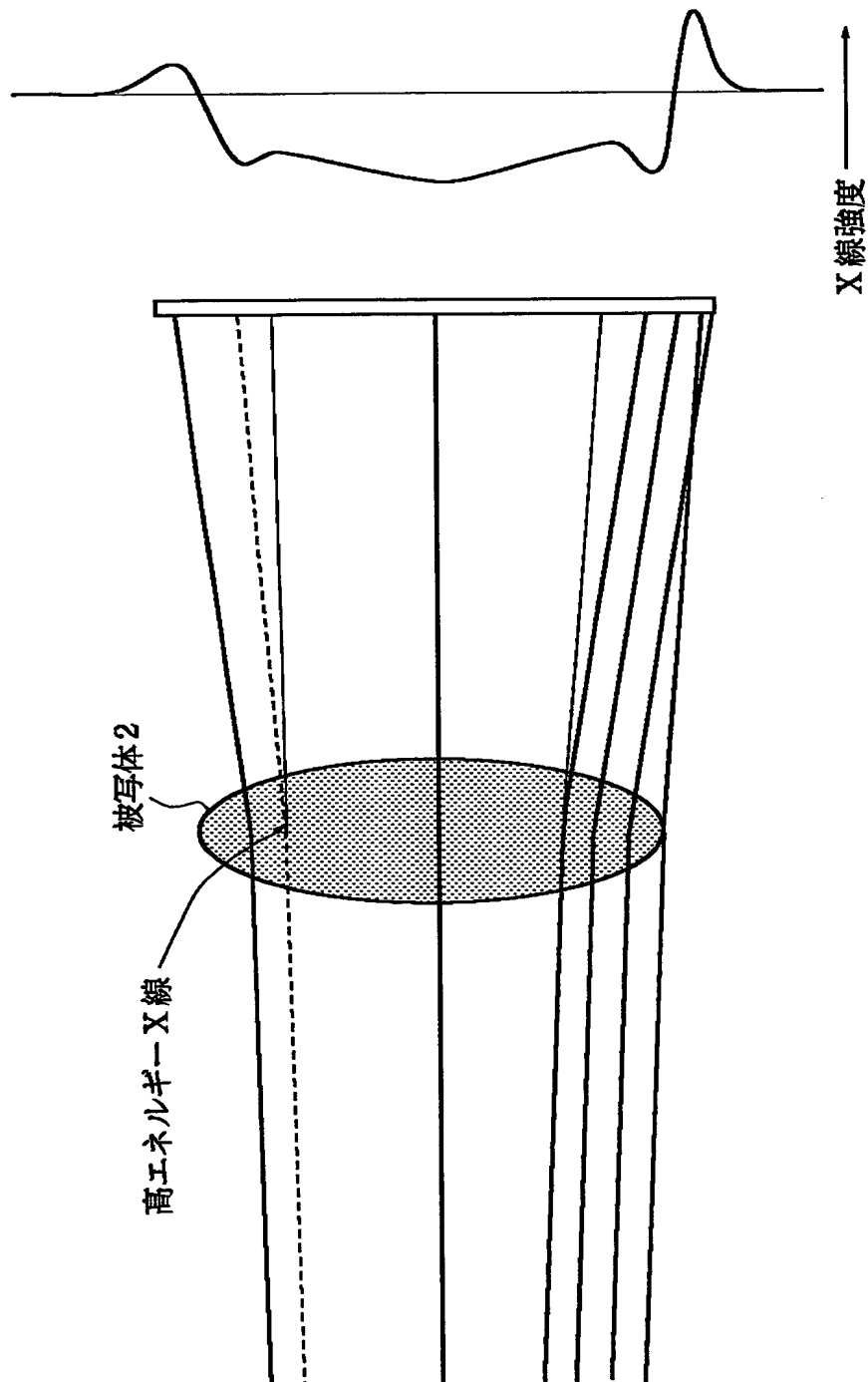
【図 1】



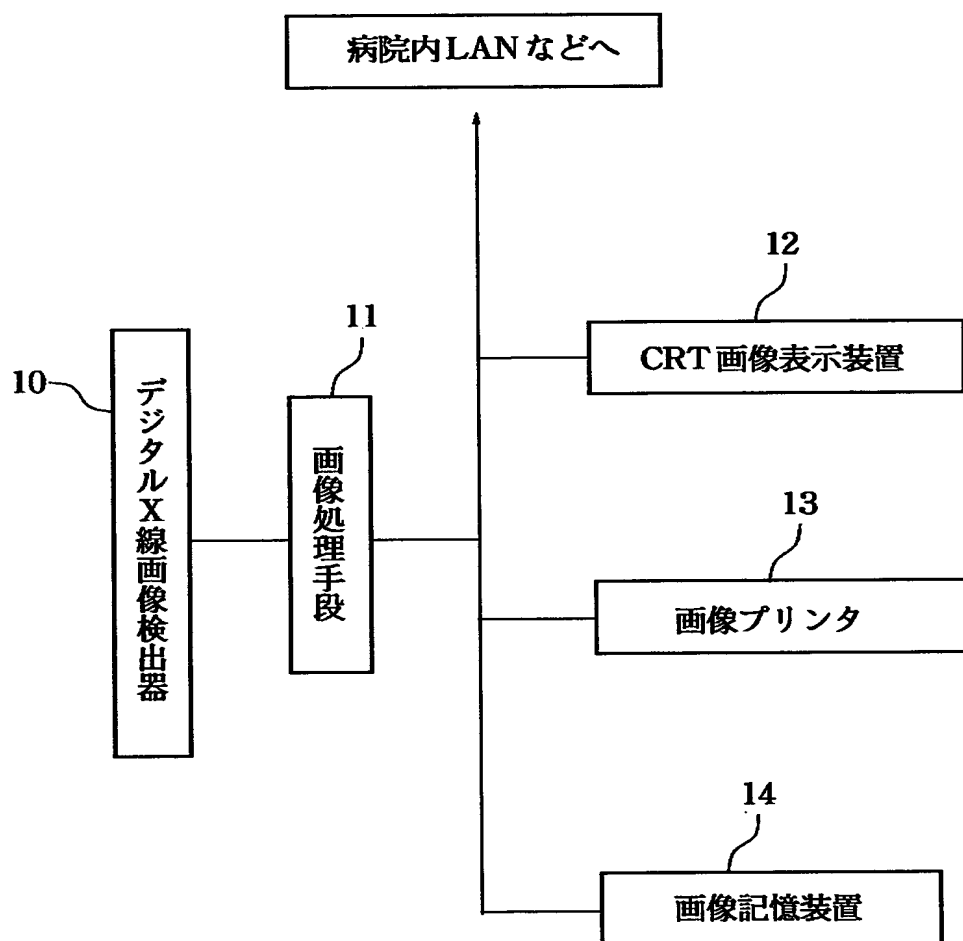
【図 2】



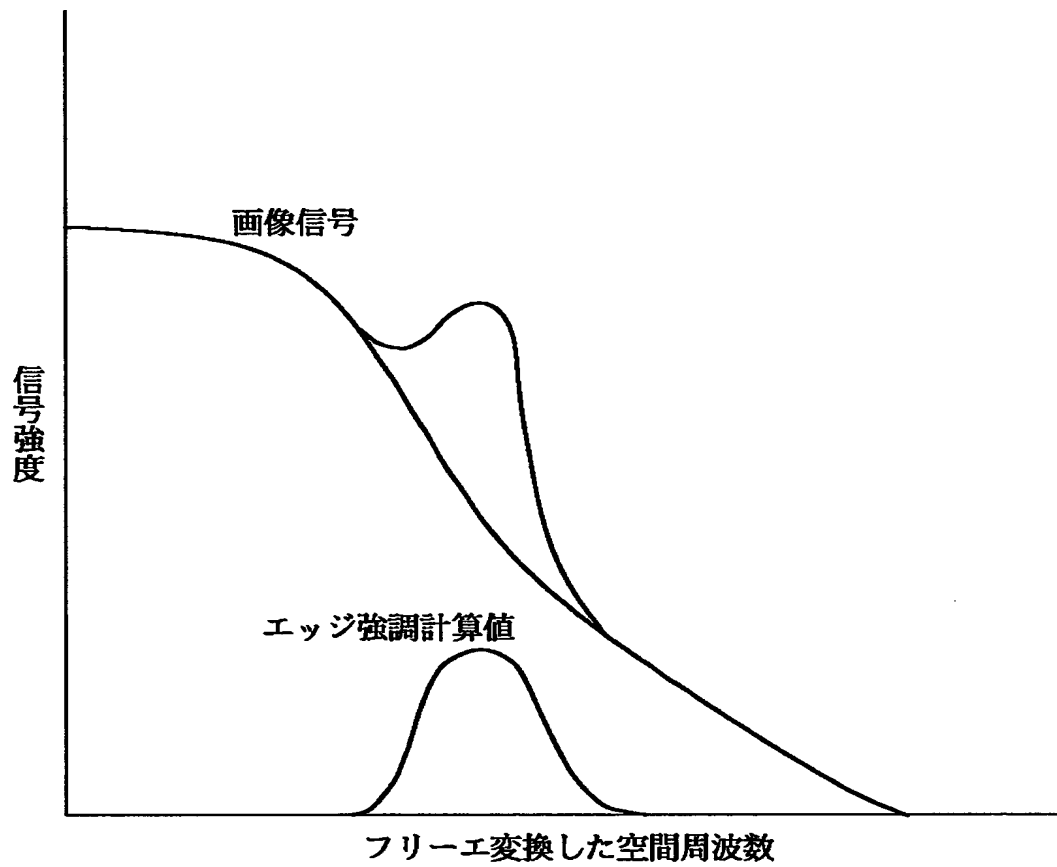
【図 3】



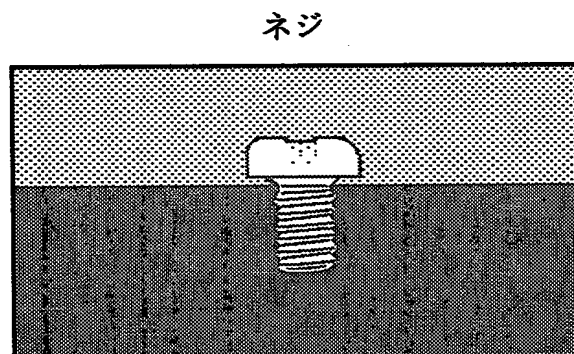
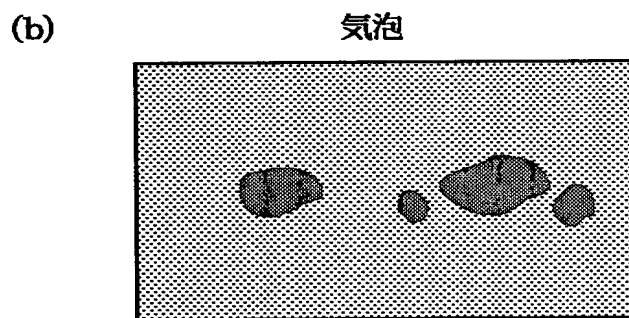
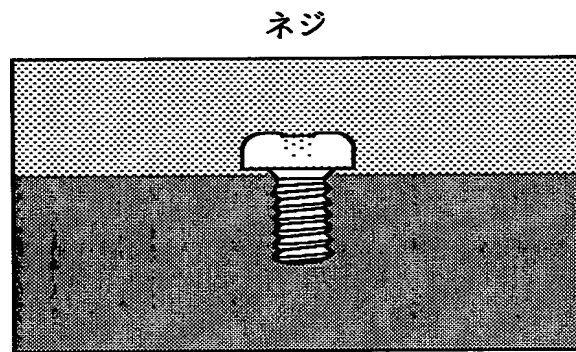
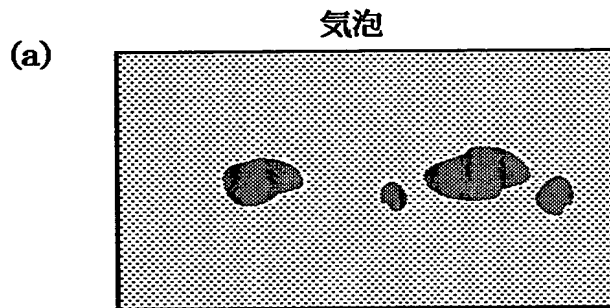
【図4】



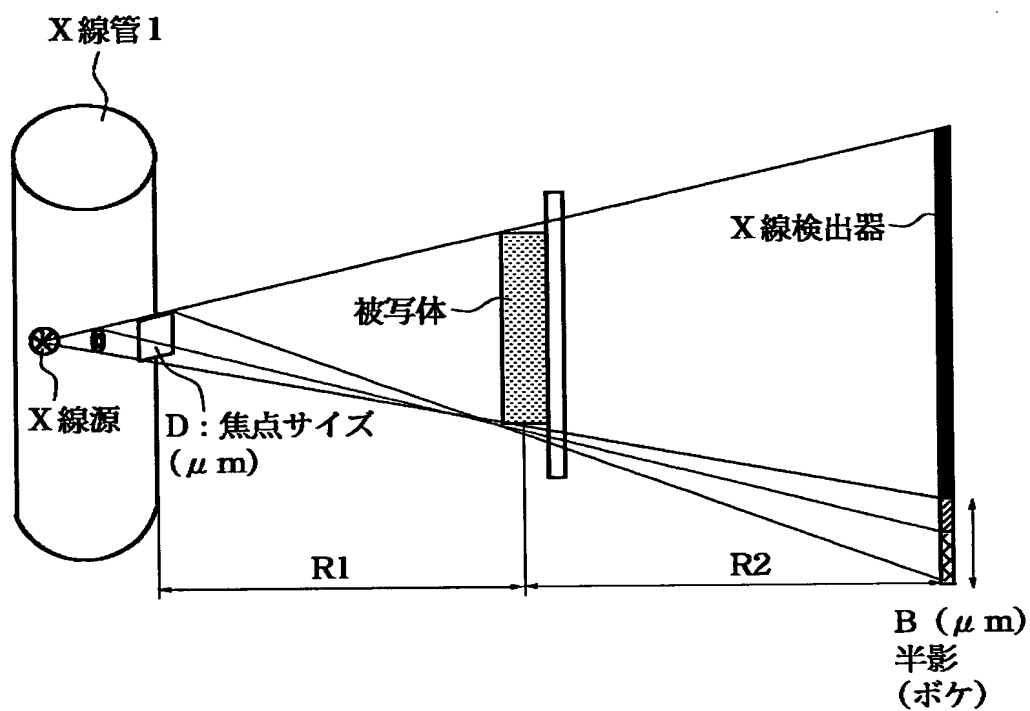
【図5】



【図6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】医療や検査等の現場での実用性に欠けた従来のX線画像形成の方法及びその装置に対して、広く実用可能な屈折コントラストX線画像を得ることができる。

【解決手段】X線画像撮影方法及びその撮影装置は、半影により生ずる鮮鋭性の低下を、屈折コントラスト強調により高めるものであり、また、X線管1の焦点サイズ($D \mu m$)が $30 \mu m$ より大きく、X線管1から被写体2までの距離 R_1 は $R_1 \geq (D-7)/200 (m)$ の式の範囲であり、且つ被写体2からX線検出器3までの距離 R_2 が $0.15 m$ 以上として、X線画像を撮影するものである。

【選択図】図1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000001270]

1. 変更年月日 1990年 8月14日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号
氏 名 コニカ株式会社